

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-95606
(P2005-95606A)

(43) 公開日 平成17年4月14日(2005.4.14)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 5/145

F 1

A 6 1 B 5/14 3 1 O

テーマコード(参考)

4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-247791 (P2004-247791)
 (22) 出願日 平成16年8月27日 (2004.8.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-302516 (P2003-302516)
 (32) 優先日 平成15年8月27日 (2003.8.27)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000230962
 日本光電工業株式会社
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号
 (74) 代理人 100074147
 弁理士 本田 崇
 青柳 阜雄
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内
 (72) 発明者 布施 政好
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内
 (72) 発明者 小林 直樹
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内

最終頁に続く

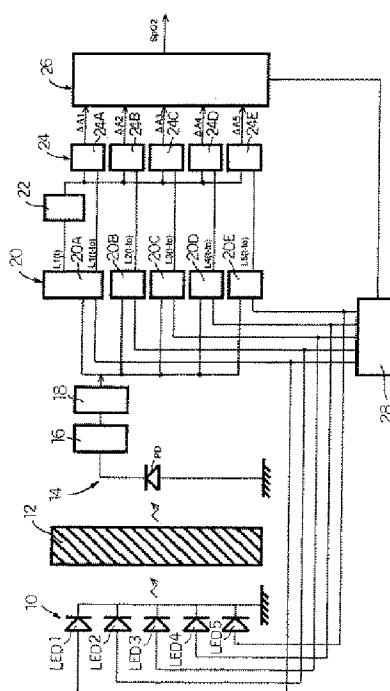
(54) 【発明の名称】パルスオキシメータ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 体動アーテファクトの影響を消去して、精度の高い動脈血の酸素飽和度を求める。

【解決手段】 5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織12に照射する発光部10と、発光部から発せられ生体組織を透過または反射した光を受光して、それぞれ電気信号に変換する受光部14と、受光部から出力される各波長の透過光または反射光の変動分に基づいて、それぞれ生体組織に対する減光度変動分を求める減光度変動分計算部24と、減光度変動分計算部で得られた5個の減光度変動分について、それぞれ相互の比を少なくとも4個求める減光度変動分比計算部26と、減光度変動分比計算部で得られる減光度変動分比に基づいて、動脈血酸素飽和度、静脈血酸素飽和度、動脈血と静脈血との変動分の比および組織項の4個を未知数とし、血中の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算部26とを備え、静脈血の変動および組織の変動の影響を消去して動脈血の酸素飽和度を求める。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織に照射する発光部と、
前記発光部から発せられ生体組織を透過または反射した光を受光して、それぞれ電気信号に変換する受光部と、

前記受光部から出力される各波長の透過光または反射光の変動分に基づいて、それぞれ生体組織に対する減光度変動分を求める減光度変動分計算部と、

前記減光度変動分計算部で得られた5個の減光度変動分について、それぞれ相互の比を少なくとも4個求める減光度変動分比計算部と、

前記減光度変動分比計算部で得られる減光度変動分比に基づいて、動脈血酸素飽和度、静脈血酸素飽和度、動脈血と静脈血との変動分の比および組織項の4個を未知数とし、血中の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算部とを備え、
10

静脈血の変動および組織の変動の影響を消去して動脈血の酸素飽和度を求める特徴とするパルスオキシメータ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、脈拍による動脈の血液量変動を利用することにより、連続的無侵襲的に動脈血の酸素飽和度を測定するパルスオキシメータに関し、特に体動によるアーテファクトを適正に消去し得ると共に、統計的手法による測定値を算出するための時間的遅れおよび平滑化を有効に解消して、高精度の動脈血の酸素飽和度を求めることができるように設計されたパルスオキシメータに関するものである。
20

【背景技術】**【0002】**

従来より、パルスオキシメータは、血液の酸素飽和度、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和に対する酸化ヘモグロビンの濃度比を測定する装置として広く知られている。そこで、本出願人は、先に、血液の脈動によって厚さが変化する純組織の影響を受けることなく、高精度に血中成分の濃度を測定することができる測定装置の改善を行った(特許文献1参照)。

【0003】

すなわち、特許文献1において提案された血中成分濃度測定装置は、(1) 生体組織に照射する相異なるN個の波長の光を発する光発生手段と、(2) この光発生手段から発せられた光の生体組織における透過光または反射光を受光する受光手段と、(3) この受光手段からの受光出力信号に基づいて生体組織における減光度の変化分をN個の異なる波長についてそれぞれ検出する減光度変化分検出回路と、(4) この減光度変化分検出回路から出力されるN個の異なる波長についての検出信号に基づいて減光度の変化分の比を互いに異なる波長間についてN-1個求める減光度比演算回路と、(5) 生体組織における減光度の変化分を、血液の厚みの変化と血液を含まない純組織の厚みの変化とによるものとして、上記減光度比演算回路から出力される減光度の変化分の比の値を基に、N-1元連立方程式を、血中成分の濃度について解いた演算式に対して、演算を行い、N-1個の血中成分の相対濃度を算出する血中成分濃度演算回路と、を備えたことを特徴とするものである。
30

【0004】

このように構成される血中成分濃度測定装置によれば、減光度比演算回路において、減光度変化分検出回路からの出力信号を受けて、互いに異なる波長間においてのN-1個の脈動変化分の比を算出することができる。そして、血中成分濃度演算回路においては、純組織の脈動による影響をも考慮したN-1個の脈動変化分の比の連立方程式を解くことによって得たN-1個の血中成分の相対濃度を求める式に対して、脈動変化分の比の実測値と各係数値とを代入して演算が行われ、純組織の脈動による影響を受けることなくN-1個の血中成分についての濃度(相対濃度)を高精度に測定できる。
40

【0005】

また、パルスオキシメータによる血中成分の濃度測定中において、体動があると、透過光にアーテファクトが重畳する。そして、このような体動によるアーテファクトが大きい場合には、脈波形等の修正により対処することが困難である。そこで、本出願人は、体動によるアーテファクトが大きい場合であっても、その影響を受けずに精度の高い測定を行うことができるパルスオキシメータを提案した（特許文献2参照）。

【0006】

すなわち、前記特許文献2に記載のパルスオキシメータは、(1) 生体組織に複数個の波長の光を照射する光照射手段と、(2) 各波長の組織透過光を光電変換する光電変換手段と、(3) この光電変換手段が出力する信号の変動に基づいて、生体組織の各波長についての減光度の変化分を検出する減光度変化分検出手段と、(4) 各波長についてこの減光度変化分検出手段の出力を入力とし、設定された通過帯域の周波数成分を通過させる可変フィルタと、(5) この可変フィルタの通過帯域を設定する通過帯域設定手段と、(6) 前記可変フィルタの出力に基づいて酸素飽和度を求める酸素飽和度検出手段と、を具備することを特徴とするものである。

【0007】

【特許文献1】特公平5-88609号公報

【特許文献2】特開平11-216133号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかるに、前記特許文献1に記載の血中成分濃度測定装置においては、血液の脈動によって厚さが変化する純組織の影響を受けることなく高精度に血中成分の濃度を測定するために、複数の異なる光波長を用いることを特徴とするものである。そこで、例えば3つの異なる光波長を用いることにより、測定過程で純組織の項の影響を消去し、2つの血中成分である酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンについての相対濃度を測定することができる。また、4つの異なる光波長を用いることにより、前記と同様に純組織の項の影響を消去し、3つの血中成分である酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンおよび他の1つの色素についての相対濃度を測定することができる。さらに、5つの異なる光波長を用いることにより、前記4つの異なる光波長を用いる場合に測定される相対濃度に加えて、1酸化炭素ヘモグロビンを併せた4つの血中成分についての相対濃度を測定することができるものである。

しかしながら、前記特許文献1に記載の血中成分濃度測定装置では、血中成分の濃度測定中における体動アーテファクトによる影響については、何等の考慮もされておらず、従って体動アーテファクトの影響を除去する手段については全く開示されていない。

【0009】

一方、前記特許文献2に記載のパルスオキシメータにおいては、前述したように、体動アーテファクトの原因について考慮し、その影響を除去するための手段について提案されている。

しかしながら、前記特許文献2に記載のパルスオキシメータでは、体動アーテファクトの原因とされる動脈血の厚みの変動および純組織の厚みの変動については大きくないものとして扱われ、特に静脈血の厚みの変動が最も大きな原因として着目され、そのための対策が施されている。従って、前記特許文献2においては、(1) 組織の厚み変動を無視した2波長式の測定方法および装置と、(2) 組織の厚み変動を考慮した3波長式の測定方法および装置とが、それぞれ提案されている。

【0010】

しかるに、今日におけるパルスオキシメータの最大の問題は、体動により生じるアーテファクトである。この体動アーテファクトの影響を回避する対策として、今日採用されている手法としては、主として統計的手段である。この統計的手段によれば、ある時点での信頼できる測定値を求めるために、その前後におけるデータを参考にする。従って、最終的に信頼できる測定値を算出するには、時間的遅れおよび平滑化を生じる難点がある。

10

20

40

50

すなわち、パルスオキシメータは、患者の異常を早期に発見することが大きな目的であるから、時間的遅れおよび平滑化は大きな欠点となる。しかも、アーテファクトの影響を消去する機能自体も、不十分あるいは付随的な不都合を生じている。

【0011】

そこで、本発明者等は、種々検討並びに試行を重ねた結果、パルスオキシメトリの理論を応用することにより、決定論的手法で前述した体動アーテファクトの影響を消去することができ、しかも従来の統計的手法による測定値を算出するための時間的遅れおよび平滑化を解消することができることを突き止めた。

【0012】

すなわち、本発明のパルスオキシメータにおいては、(1) 5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織に照射する発光部と、(2) 前記発光部から発せられ生体組織を透過または反射した光を受光して、それぞれ電気信号に変換する受光部と、(3) 前記受光部から出力される各波長の透過光または反射光の変動分に基づいて、それぞれ生体組織に対する減光度変動分を求める減光度変動分計算部と、(4) 前記減光度変動分計算部で得られた5個の減光度変動分について、それぞれ相互の比を少なくとも4個求める減光度変動分比計算部と、(5) 減光度変動分比計算部で得られる減光度変動分比に基づいて、動脈血酸素飽和度、静脈血酸素飽和度、動脈血と静脈血との変動分の比および組織項の4個を未知数とし、血中の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算部とを、備えた構成とすることにより、静脈血の変動および組織の変動の影響を消去して、精度の高い動脈血の酸素飽和度を求めることができることを突き止めた。

10

20

【0013】

従って、本発明の目的は、5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織に照射して、5個の減光度変動分についてそれぞれ相互の比を少なくとも4個求め、動脈血酸素飽和度、静脈血酸素飽和度、動脈血と静脈血との変動分の比および組織項の4個を未知数として、血中の酸素飽和度を計算することにより、体動アーテファクトの影響を消去し、精度の高い動脈血の酸素飽和度を求めることができるパルスオキシメータを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

前記の目的を達成するため、本発明に係る請求項1に記載のパルスオキシメータは、5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織に照射する発光部と、

30

前記発光部から発せられ生体組織を透過または反射した光を受光して、それぞれ電気信号に変換する受光部と、

前記受光部から出力される各波長の透過光または反射光の変動分に基づいて、それぞれ生体組織に対する減光度変動分を求める減光度変動分計算部と、

前記減光度変動分計算部で得られた5個の減光度変動分について、それぞれ相互の比を少なくとも4個求める減光度変動分比計算部と、

前記減光度変動分比計算部で得られる減光度変動分比に基づいて、動脈血酸素飽和度、静脈血酸素飽和度、動脈血と静脈血との変動分の比および組織項の4個を未知数とし、血中の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算部とを備え、

静脈血の変動および組織の変動の影響を消去して動脈血の酸素飽和度を求める特徴とする。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明のパルスオキシメータによれば、静脈血が何等かの原因で拍動している場合に、その影響を確実に消去して、動脈血の酸素飽和度を時間的遅れおよび平滑化を生じることなく高精度に測定することができる。また、本発明によれば、脈波が小さくてパルスオキシメトリが不可能であるような場合に、意図的に体動を与えて前記アーテファクトを生じさせて、それに含まれる動脈血の酸素飽和度を求めることが可能となる。さらに本発明によれば、静脈血の酸素飽和度についても、同時に測定することができる利点を有する。

【0016】

50

また、静脈血は周囲の動脈血の拍動に押されて逆拍動をしている。このことは、 S_pO_2 を大にする。これは、 $S_aO_2 \approx 100\%$ の場合には無視できない。なぜなら、 $S_pO_2 > 100\%$ になる場合があるからである。ところが、従来の2波長式パルスオキシメータでは、 S_pO_2 の100%以上をカットしていた。本来は、静脈血の影響を正しく消去すべきである。

そこで、本発明の5波長式パルスオキシメータは、静脈血の影響を消去することにより、 $S_aO_2 \approx 100\%$ の場合の精度が良いことが確認された。

さらに、極小未熟児では、 S_aO_2 が過大であると網膜症で盲目になり、また、 S_aO_2 が過小であると死亡または脳障害が出るが、本発明の5波長式パルスオキシメータは、 $S_aO_2 \approx 100\%$ の場合の精度が良いので、未熟児の呼吸管理の改善に役立つ。 10

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

次に、本発明に係るパルスオキシメータの実施例につき、添付図面を参照しながら以下詳細に説明する。

【0018】

(1) 装置構成の概要

図1は、本発明に係るパルスオキシメータの概略構成図を示すものである。すなわち、図1において、参照符号10は発光部を示し、それぞれ5個の異なる波長の光をそれぞれ生体組織に照射する5個の発光素子LED1～LED5が設けられている。参照符号12は前記発光部10から発せられる光を透過させる生体組織を示す。参照符号14は受光部を示し、前記生体組織12を透過した光を受光する受光素子PDと電流電圧変換器16とAD変換器18とから構成される。 20

【0019】

参照符号20は記憶部を示し、前記受光部14において得られた透過光信号を各波長毎にそれぞれ記憶保持する透過光信号記憶器20A～20Eにより構成されている。参照符号22はピークボトム検出器を示し、いずれか1個の波長の透過光信号の変動に基づき、そのピークとボトムとを検出して、それぞれピークの時点とボトムの時点とを出力するよう設定される。参照符号24は第1の計算部を示し、前記ピークボトム検出器22により検出されたピークの時点とボトムの時点とにおける各波長の透過光信号を取り込み、これらに基づいて減光度の変化すなわち減光度変動分(ΔA_i , $i = 1, 2, 3, 4, 5$) 30をそれぞれ計算する減光度変動分計算器24A～24Eにより構成されている。

【0020】

参照符号26は第2の計算部を示し、前記第1の計算部24の各減光度変動分計算器24A～24Eで計算された減光度変動分 [ΔA_i ($i = 1, 2, 3, 4, 5$)]に基づいて、酸素飽和度 S_pO_2 の計算を行うように構成される。すなわち、この第2の計算部26は、(1)前記減光度変動分 [ΔA_i]に基づき、これら相互の減光度変動分の比 [$\Phi_{i,j} = \Delta A_i / \Delta A_j$ (例えば、 $\Phi_{1,2} = \Delta A_1 / \Delta A_2$, $\Phi_{3,4} = \Delta A_3 / \Delta A_4$, $\Phi_{5,1} = \Delta A_5 / \Delta A_1$, $\Phi_{2,3} = \Delta A_2 / \Delta A_3$, $\Phi_{4,5} = \Delta A_4 / \Delta A_5$)]を計算する減光度変動分比計算器としての機能と、(2)前記減光度変動分の比 [$\Phi_{i,j} = \Delta A_i / \Delta A_j$]に基づいて、動脈血酸素飽和度 [Sa]、静脈血酸素飽和度 [Sv]、動脈血の変動分 [ΔD_a]と静脈血の変動分 [ΔD_v]との比 [$V = \Delta D_v / \Delta D_a$]および組織項 [Wi]の4個を未知数とし、血中の酸素飽和度 [S_pO_2]を計算する酸素飽和度計算器としての機能とを有する。 40

【0021】

そして、参照符号28はタイミング器を示し、前記第2の計算部26と一定の関係にあるタイミング信号を出力して、前記発光部10の各発光素子LED1～LED5による発光タイミングや、前記記憶部20の各透過光信号記憶器20A～20Eにおける透過光信号の記憶保持タイミングの制御を行うように構成される。

【0022】

次に、前述したパルスオキシメータの装置構成による動脈血および静脈血の酸素飽和度 50

の計算処理について説明する。

【0023】

(2) 減光度変動分の計算処理

発光部10の5個の発光素子LED1～LED5を、それぞれタイミング器28の信号に基づいて、順次交互に異なる波長λ1, λ2, λ3, λ4, λ5で発光させる。これにより、生体組織12を透過した光を受光部14で受信して、発光素子LED1～LED5の各波長に対応して、各透過光信号L1, L2, L3, L4, L5を、それぞれ所定のタイミングで記憶部20の各透過光信号記憶器20A～20Eに記憶保持する。なお、これらの透過光信号記憶器20A～20Eは、受光部14のAD変換器18の出力（デジタル値としてのデータ）の一定時間におけるデータを記憶する。次いで、ピークボトム検出器22において、前記透過光信号記憶器20Aに記憶された波長λ1に対応する透過光信号L1の変動に基づき、そのピーク値とボトム値とを検出し、それぞれのピーク時点とボトム時点とを設定し出力する。なお、前記ピークボトム検出器22においては、透過光信号L1の変動が周期的でなくても、例えば体動で乱れる場合でも、適当にピーク時点とボトム時点とを検出し得るように設定される。
10

【0024】

そこで、第1の計算部24の各減光度変動分計算器24A～24Eにおいては、前記ピークボトム検出器22で得られたピーク時点とボトム時点における、各波長の透過光信号を取り込む。この場合、ピーク時点とボトム時点とは、共に遡った時間であり、その時点の透過光の値は、L1(t-t0), L2(t-t0), L3(t-t0), L4(t-t0), L5(t-t0)として表す（t0は遡る時間を示す）。そして、前記各減光度変動分計算器24A～24Eにおいては、前記データに基づいて、各ピーク時点またはボトム時点に対応する減光度変動分 $[\Delta A_i]$ を次のような近似式で計算を行う。
20

【0025】

$$\Delta A_i = [L_i(t_p) - L_i(t_b)] / L_i$$

但し、 $i = 1, 2, 3, 4, 5$ 、 t_p はピーク時点、 t_b はボトム時点である。

【0026】

(3) 減光度変動分比の計算処理

前記第1の計算部24の各減光度変動分計算器24A～24Eにおいて得られた減光度変動分 $[\Delta A_i]$ から、相互の比 $[\Phi_{i,j} = \Delta A_i / \Delta A_j]$ を次式により求める。
30

$$\Phi_{1,2} = \Delta A_1 / \Delta A_2$$

$$\Phi_{3,4} = \Delta A_3 / \Delta A_4$$

$$\Phi_{5,1} = \Delta A_5 / \Delta A_1$$

$$\Phi_{2,3} = \Delta A_2 / \Delta A_3$$

$$\Phi_{4,5} = \Delta A_4 / \Delta A_5$$

【0027】

この場合、それぞれ Φ は次の理論式で表される。

$$\Phi_{1,2} = \Delta A_1 / \Delta A_2 = (E_{ba1} + E_{bv1}V + W) / (E_{ba2} + E_{bv2}V + B_2 + W) \quad \dots (1)$$

$$\Phi_{3,4} = \Delta A_3 / \Delta A_4 = (E_{ba3} + E_{bv3}V + W) / (E_{ba4} + E_{bv4}V + W) \quad \dots (2)$$

$$\Phi_{5,1} = \Delta A_5 / \Delta A_1 = (E_{ba5} + E_{bv5}V + W) / (E_{ba1} + E_{bv1}V + W) \quad \dots (3)$$

$$\Phi_{2,3} = \Delta A_2 / \Delta A_3 = (E_{ba2} + E_{bv2}V + B_2 + W) / (E_{ba3} + E_{bv3}V + W) \quad \dots (4)$$

$$\Phi_{4,5} = \Delta A_4 / \Delta A_5 = (E_{ba4} + E_{bv4}V + W) / (E_{ba5} + E_{bv5}V + W) \quad \dots (5)$$

但し、

$$E_{ba_i} = \sqrt{[S_a E_{oi} + (1-S_a) E_{ri}] [S_a E_{oi} + (1-S_a) E_{ri} + F]}$$

$$E_{bv_i} = \sqrt{[S_v E_{oi} + (1-S_v) E_{ri}] [S_v E_{oi} + (1-S_v) E_{ri} + F]}$$

50

S_a は動脈血酸素飽和度、 S_v は静脈血酸素飽和度、 E_o は酸素化ヘモグロビンの吸光係数、 E_r は脱酸素ヘモグロビンの吸光係数、 F は散乱係数である。

$V = \Delta D_v / \Delta D_a$ (静脈血の変動振幅 ΔD_v と動脈血の変動振幅 ΔD_a との比) である。

W は生体組織の変動を表わし、所要のプローブについての実測データと理論式とを対比した結果、わずかな波長依存性が見出されたので、それに対応して、第2波長においては W の代りに $W + B_2$ を用いた。

【0028】

前記式 (1)~(5) から W を消去すると、次式が成立する。

$$[\Phi 12 (E_{ba2} + B_2 + E_{bv2} 2V) - (E_{ba1} + E_{bv1} 1V)] / \theta 12 \quad 10$$

$$= [\Phi 34 (E_{ba4} + E_{bv4} 4V) - (E_{ba3} + E_{bv3} 3V)] / \theta 34 \quad \dots (6)$$

$$[\Phi 34 (E_{ba4} + E_{bv4} 4V) - (E_{ba3} + E_{bv3} 3V)] / \theta 34 \quad \dots (7)$$

$$= [\Phi 51 (E_{ba1} + E_{bv1} 1V) - (E_{ba5} + E_{bv5} 5V)] / \theta 51 \quad \dots (7)$$

$$[\Phi 51 (E_{ba1} + E_{bv1} 1V) - (E_{ba5} + E_{bv5} 5V)] / \theta 51 \quad \dots (8)$$

$$= [\Phi 23 (E_{ba3} + E_{bv3} 3V) - (E_{ba2} + B_2 + E_{bv2} 2V)] / \theta 23 \quad \dots (8)$$

$$[\Phi 23 (E_{ba3} + E_{bv3} 3V) - (E_{ba2} + B_2 + E_{bv2} 2V)] / \theta 23 \quad \dots (9)$$

$$= [\Phi 45 (E_{ba5} + E_{bv5} 5V) - (E_{ba4} + E_{bv4} 4V)] / \theta 45 \quad \dots (9)$$

但し、 $\theta_{ij} = (1 - \Phi_{ij})$ である。

【0029】

次に、上記式から V を消去すると、次のような2元非線形連立方程式 (10)、(11)が得られる。

$$\frac{(\Phi 34 E_{ba4} - E_{ba3}) / \theta 34 - [\Phi 12 (E_{ba2} + B_2) - E_{ba1}] / \theta 12}{[(\Phi 12 E_{bv2} - E_{bv1}) / \theta 12 - (\Phi 34 E_{bv4} - E_{bv3}) / \theta 34]} \quad 20$$

$$= \frac{(\Phi 51 E_{ba1} - E_{ba5}) / \theta 51 - (\Phi 34 E_{ba4} - E_{ba3}) / \theta 34}{[(\Phi 34 E_{bv4} - E_{bv3}) / \theta 34 - (\Phi 51 E_{bv1} - E_{bv5}) / \theta 51]} \quad \dots (10)$$

$$\frac{[\Phi 23 E_{ba3} - (E_{ba2} + B_2)] / \theta 23 - (\Phi 51 E_{ba1} - E_{ba5}) / \theta 51}{[(\Phi 51 E_{bv1} - E_{bv5}) / \theta 51 - (\Phi 23 E_{bv3} - E_{bv2}) / \theta 23]} \quad 30$$

$$= \frac{(\Phi 45 E_{ba5} - E_{ba4}) / \theta 45 - [\Phi 23 E_{ba3} - (E_{ba2} + B_2)] / \theta 23}{[(\Phi 23 E_{bv3} - E_{bv2}) / \theta 23 - (\Phi 45 E_{bv5} - E_{bv4}) / \theta 45]} \quad \dots (11)$$

【0030】

(4) 近似による2元非線形連立方程式の解

次の近似を行う。

$$E_{ba1} = (A_{13} E_{ba3} + B_{13})$$

$$E_{ba2} = (A_{23} E_{ba3} + B_{23})$$

$$E_{ba4} = (A_{43} E_{ba3} + B_{43})$$

$$E_{ba5} = (A_{53} E_{ba3} + B_{53})$$

$$E_{bv1} = (A_{13} E_{bv3} + B_{13})$$

$$E_{bv2} = (A_{23} E_{bv3} + B_{23})$$

$$E_{bv4} = (A_{43} E_{bv3} + B_{43})$$

$$E_{bv5} = (A_{53} E_{bv3} + B_{53})$$

【0031】

これらの近似を前記式(10)、(11)に代入すれば、前記両式は、 E_{ba3} に関する2元連立1次方程式になる。これから E_{bv3} を消去すると、次のような E_{ba3} についての1次方程式が得られる。

$$E_{ba3} = \frac{(N_L - J_P) / (N_I - J_M) - F (B + D) / (F_A - B_E)}{(A_F + E_D) / (F_A - B_E) - (M_L - I_P) / (N_I - J_M)} \quad \dots (12)$$

但し、

A は、 $(\Phi 34A 43-1) / \theta 34 - (\Phi 12A 23 - A 13) / \theta 12$
 B は、 $\Phi 34B 43 / \theta 34 - [\Phi 12 (B 23 + B) - B 13] / \theta 12$
 D は、 $(\Phi 12B 23 - B 13) / \theta 12 - \Phi 34B 43 / \theta 34$
 E は、 $(\Phi 51A 13 - A 53) / \theta 51 - (\Phi 34A 43-1) / \theta 34$
 F は、 $(\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51 - \Phi 34B 43 / \theta 34$
 I は、 $(\Phi 23 - A 23) / \theta 23 - (\Phi 51A 13 - A 53) / \theta 51$
 J は、 $- (B 23 + B) / \theta 23 - (\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51$
 L は、 $(\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51 + B 23 / \theta 23$
 M は、 $(\Phi 45A 53 - A 43) / \theta 45 - (\Phi 23 - A 23) / \theta 23$
 N は、 $(\Phi 45B 53 - B 43) / \theta 45 + (B 23 + B) / \theta 23$
 P は、 $- B 23 / \theta 23 - (\Phi 45B 53 - B 43) / \theta 45$

10

【0032】

次に、次式により E_{ba3} を動脈血酸素飽和度に換算する。

$$S_a = [-B - \sqrt{(B^2 - 4AC)}] / 2A \quad \dots(13)$$

但し、

A は、 $(E_{o3} - E_{r3})^2$
 B は、 $(E_{o3} - E_{r3}) (2E_{r3} + F)$
 C は、 $E_{r3} (F + E_{r3}) - E_{ba3}^2$

【0033】

以上の計算式を適用することにより、5波長による生体組織の透過光に基づいて、体動アーテファクトの影響を消去して、精度の高い動脈血の酸素飽和度を求めるパルスオキシメータを得ることができる。

【0034】

(5) 第1の計算部24の設定

前述した計算処理に基づいて、図1に示す第1の計算部24においては、各減光度変動分計算機24A～24Eにより、減光度変動分 [ΔA_i ; ($i = 1, 2, 3, 4, 5$)] の計算処理が行われる。

【0035】

(6) 第2の計算部26の設定

また、図1に示す第2の計算部26においては、 E_{ba3} および S_a の計算処理が行われる。

$$S_a = [-B - \sqrt{(B^2 - 4AC)}] / 2A \quad \dots(13)$$

但し、

A は、 $(E_{o3} - E_{r3})^2$
 B は、 $(E_{o3} - E_{r3}) (2E_{r3} + F)$
 C は、 $E_{r3} (F + E_{r3}) - E_{ba3}^2$

【0036】

この場合、前記2次方程式(13)の E_{ba3} 項は、前述した1次方程式(12)に基づくと共に、この1次方程式(12)の各項は次のように定義される。

A は、 $(\Phi 34A 43-1) / \theta 34 - (\Phi 12A 23 - A 13) / \theta 12$
 B は、 $\Phi 34B 43 / \theta 34 - [\Phi 12 (B 23 + B) - B 13] / \theta 12$
 D は、 $(\Phi 12B 23 - B 13) / \theta 12 - \Phi 34B 43 / \theta 34$
 E は、 $(\Phi 51A 13 - A 53) / \theta 51 - (\Phi 34A 43-1) / \theta 34$
 F は、 $(\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51 - \Phi 34B 43 / \theta 34$
 I は、 $(\Phi 23 - A 23) / \theta 23 - (\Phi 51A 13 - A 53) / \theta 51$
 J は、 $- (B 23 + B) / \theta 23 - (\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51$
 L は、 $(\Phi 51B 13 - B 53) / \theta 51 + B 23 / \theta 23$
 M は、 $(\Phi 45A 53 - A 43) / \theta 45 - (\Phi 23 - A 23) / \theta 23$
 N は、 $(\Phi 45B 53 - B 43) / \theta 45 + (B 23 + B) / \theta 23$
 P は、 $- B 23 / \theta 23 - (\Phi 45B 53 - B 43) / \theta 45$

40

50

【0037】

さらに、上記定義の詳細は次の通りである。

A 13は、 $[E b1(0.8)-E b1(1)] / [E b3(0.8)-E b3(1)]$

A 23は、 $[E b2(0.8)-E b2(1)] / [E b3(0.8)-E b3(1)]$

A 43は、 $[E b4(0.8)-E b4(1)] / [E b3(0.8)-E b3(1)]$

A 53は、 $[E b5(0.8)-E b5(1)] / [E b3(0.8)-E b3(1)]$

B 13は、 $-A 13 * E b3(1)+E b1(1)$

B 23は、 $-A 23 * E b3(1)+E b2(1)$

B 43は、 $-A 43 * E b3(1)+E b4(1)$

B 53は、 $-A 53 * E b3(1)+E b5(1)$

10

なお、 $E bi(0.8)$ と $E bi(1)$ は、それぞれ酸素飽和度が“0.8”と“1”的場合の“ $E bi$ ”の値であって、それぞれ定数を示す。

【0038】

(7) 本発明の実施例の動作特性

次に、前記構成からなる本発明に係るパルスオキシメータの動作例を示す。使用した5波長は、 $\lambda 1 = 805\text{ nm}$ 、 $\lambda 2 = 875\text{ nm}$ 、 $\lambda 3 = 660\text{ nm}$ 、 $\lambda 4 = 700\text{ nm}$ 、 $\lambda 5 = 730\text{ nm}$ である。なお、同じ原データを2波長計算する場合は、 $\lambda 2$ と $\lambda 3$ とを使用し、3波長計算する場合は、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ を使用した。プローブは指先に装着し、体動としては手首から先を激しく振って、それぞれアーテファクト特性を求めた。

【0039】

20

図2および図3は、被検者が仰向けに横たわり、腕を下げた状態で手を招くように振った(waving)場合の特性を示すもので、図2のグラフには、横軸 $\Phi 1\ 2$ 、縦軸 $\Phi 3\ 2$ 、 $\Phi 4\ 2$ 、 $\Phi 5\ 2$ として、体動による軌跡を描いた。これは組織の変動を主とするアーテファクトを示すものである。図3の(a)は、2波長計算の結果であり、大きなアーテファクトが認められる。図3の(b)は、3波長計算の結果であり、アーテファクトはほぼ消えていることが認められる。図3の(c)は、5波長計算の結果であり、アーテファクトはさらに低減されていることが認められる。

【0040】

30

図4および図5は、被検者が仰向けに横たわり、腕を体に沿わせた状態で手を切るように振った(chopping)場合の特性を示すもので、図4のグラフには、静脈血の変動を主とするアーテファクトを示すものである。図5の(a)は、2波長計算の結果であり、大きなアーテファクトが認められる。図5の(b)は、3波長計算の結果であり、アーテファクトが殆ど改善されていないことが認められる。図5の(c)は、5波長計算の結果であり、アーテファクトはほぼ解消されていることが認められる。

【0041】

40

図6は、息こらえによって、動脈血酸素飽和度を低下させた場合であって、測定開始から約30秒で仰向けに横たわった被検者が、腕を下げた状態で手を招くように振り始めた際の特性を示すものである。図6の(a)は、2波長計算の結果であり、比較的大きなアーテファクトが認められる。図6の(b)は、3波長計算の結果であり、アーテファクトの改善が認められる。図6の(c)は、5波長計算の結果であり、アーテファクトのさらなる改善が認められる。なお、この場合、アーテファクトの期間においては、減光度の変動分 ΔA_i の大小は広範囲に亘るので、一定以下のものを削除して計算している。このような処理は簡単なものであり、多くのパルスオキシメータにおいて行っていることであるので省略する。

【0042】

50

図7は、息こらえによって、動脈血酸素飽和度を低下させた場合であって、測定開始から約30秒で仰向けに横たわった被検者が、腕を体に沿わせた状態で手を切るように(chopping)振り始めた際の特性を示すものである。図7の(a)は、2波長計算の結果であり、比較的大きなアーテファクトが認められる。図7の(b)は、3波長計算の結果であり、アーテファクトが殆ど改善されていないことが認められる。図7の(c)は

、5波長計算の結果であり、アーテファクトはほぼ解消されていることが認められる。

【0043】

(8) 本発明の応用例

前述した本発明実施例から、例えば測定対象の生体組織において、検出される脈波が低いことからパルスオキシメトリが不可能であるような場合において、生体組織に対して振動機構等を使用して強制的に体動を与えることにより、生体組織を透過して得られる透過光信号の減光度変動分にアーテファクトを生じさせて、それに含まれる動脈血の酸素飽和度を測定することが可能となる。

また、動脈血の酸素飽和度と同時に、静脈血の酸素飽和度についても測定することができる。

10

【0044】

以上、本発明の好適な実施例について説明したが、本発明は前記実施例に限定されることはなく、本発明の精神を逸脱しない範囲内において、多くの設計変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明に係るパルスオキシメータの一実施例を示す概略構成図である。

【図2】手（生体組織）をw a v i n g方向に振った場合における、ΦΦ平面上の体動の軌跡を示す説明図である。

20

【図3】手（生体組織）をw a v i n g方向に振った場合のS a O₂計算によるアーテファクト特性を示すものであって、(a)は2波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(b)は3波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(c)は5波長計算（本発明）によるアーテファクト特性線図である。

20

【図4】手（生体組織）をc h o p p i n g方向に振った場合における、ΦΦ平面上の体動の軌跡を示す説明図である。

【図5】手（生体組織）をc h o p p i n g方向に振った場合のS a O₂計算によるアーテファクト特性を示すものであって、(a)は2波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(b)は3波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(c)は5波長計算（本発明）によるアーテファクト特性線図である。

30

【図6】息こらえによって動脈血酸素飽和度を低下させ、測定開始から約30秒(sec)で手を招くように振り始めた場合のS a O₂計算によるアーテファクト特性を示すものであって、(a)は2波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(b)は3波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(c)は5波長計算（本発明）によるアーテファクト特性線図である。

【図7】息こらえによって動脈血酸素飽和度を低下させ、測定開始から約30秒(sec)で手を切るように振り始めた場合のS a O₂計算によるアーテファクト特性を示すものであって、(a)は2波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(b)は3波長計算（比較例）によるアーテファクト特性線図、(c)は5波長計算（本発明）によるアーテファクト特性線図である。

【符号の説明】

【0046】

40

1 0 発光部

1 2 生体組織

1 4 受光部

1 6 電流電圧変換器

1 8 A D 変換器

2 0 記憶部

2 0 A ~ 2 0 E 透過光信号記憶器

2 2 ピークボトム検出器

2 4 第1の計算部

2 4 A ~ 2 4 E 減光度変動分計算器

50

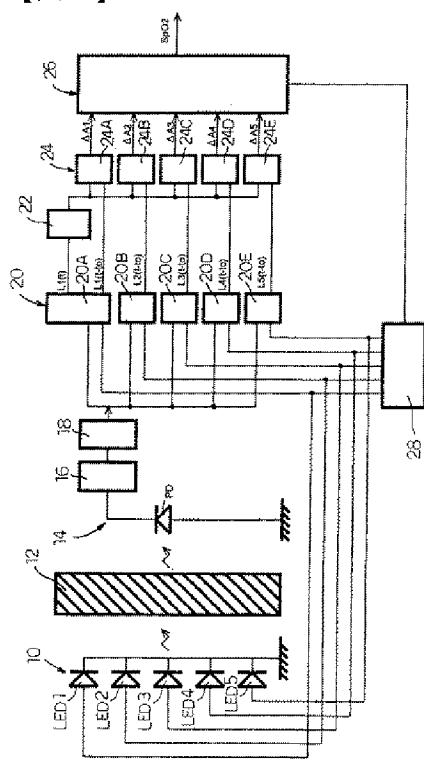
26 第2の計算部

28 タイミング器

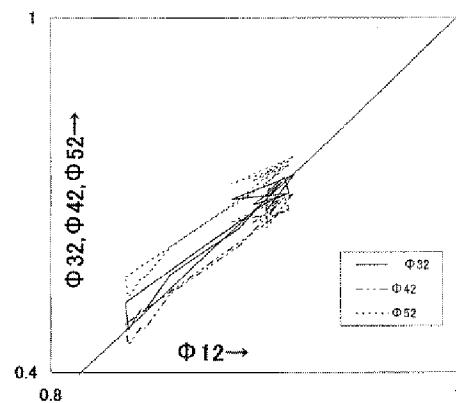
LED1～LED5 発光素子

PD 受光素子

【図1】

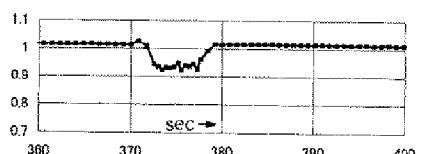


【図2】

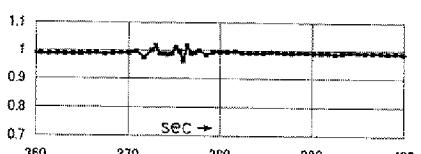


【図 3】

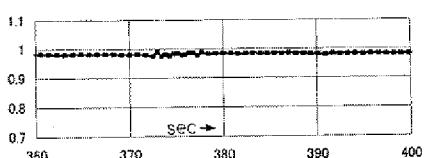
(a)



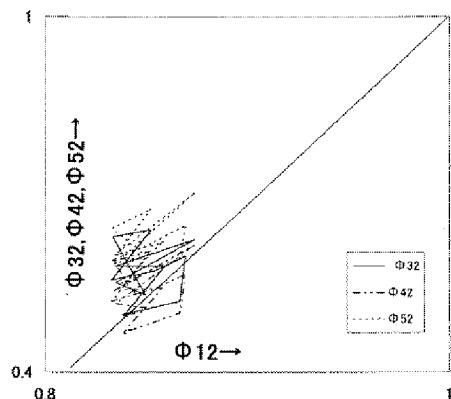
(b)



(C)

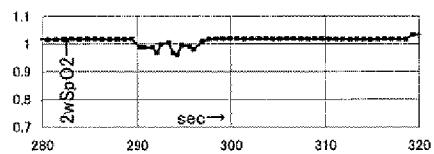


【図 4】

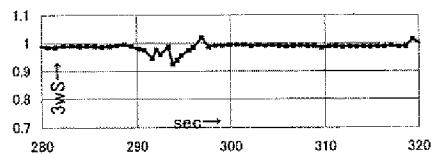


【図 5】

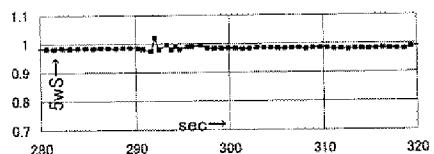
(a)



(b)

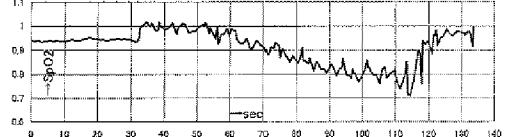


(C)

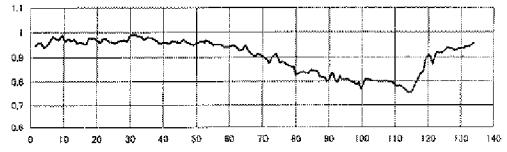


【図 6】

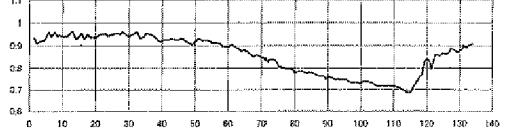
(a)



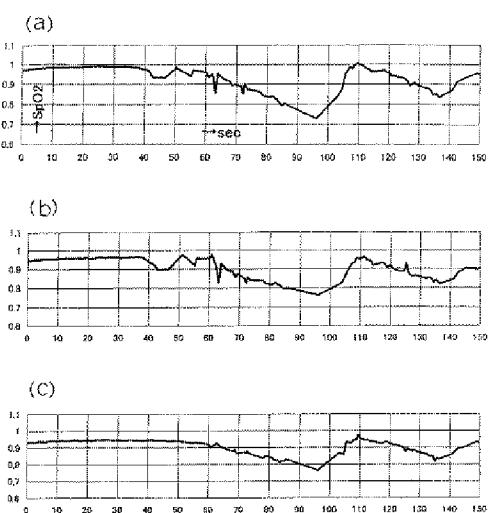
(b)



(C)



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 鵜川 貞二

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光電工業株式会社内

F ターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX02